

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 02-213341

(43)Date of publication of application : 24.08.1990

(51)Int.Cl.

A61F 2/24

(21)Application number : 01-334683

(71)Applicant : BAXTER INTERNATL INC

(22)Date of filing : 22.12.1989

(72)Inventor : CARPENTIER ALAIN
LAM HUNG L
NGUYEN THAN

(30)Priority

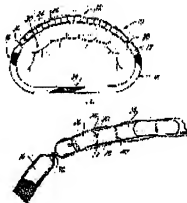
Priority number : 88 290001 Priority date : 22.12.1988 Priority country : US

(54) ARTIFICIAL FITTING TOOL OF MULTISEGMENT CIRCULAR FORMED RINGS

(57)Abstract:

PURPOSE: To give different flexibility at various points around a relating heart valve, by providing sufficiently circular rings in a rate suitable for a ring of a heart valve formed by a main body constituted of two or more segments.

CONSTITUTION: Segments 12 are rings substantially opening into a circular form and made a suitable size corresponding to a firm part of a ring of a specific heart valve. The end parts 16, 18 of the segments 12 are diverted into mutual directions by applying force. An artificial ring fitting tool 10 includes a multisegment part 32 formed of plural individual segments 24, 26, spherical concave dents 20 are formed on the segments 24, 26, one of those fits for a spherical end part 22 formed complementarily for a neighboring segment 26, and formed by tying a cloth cover 34 substantially covering tightly around the segment 12 and the part 32 by threads 36, 38.



⑩ 日本国特許庁 (J P) ⑪ 特許出願公開
⑫ 公開特許公報 (A) 平2-213341

⑬ Int. Cl.¹

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成2年(1990)8月24日

A 61 F 2/24

7603-4C

審査請求 未請求 請求項の数 15 (全8頁)

⑮ 発明の名称 多分節環状形成リング人工装置

⑯ 特 願 平1-334683

⑰ 出 願 平1(1989)12月22日

優先権主張 ⑱ 1988年12月22日 ⑲ 米国 (U S) ⑳ 290,001

⑳ 発 明 者 アラン カーバンティ フランス国、パリ 75014、リュ デイド 94
エ㉑ 発 明 者 ハン エル、ラム アメリカ合衆国、カリフォルニア州 91760、ノルコ、カ
リフォルニア アベニュー 4208㉒ 発 明 者 サン ニュイエーン アメリカ合衆国、カリフォルニア州 92646、ハンティン
トン ビーチ、マジック サークル 8312㉓ 出 願 人 バクスター インター ナショナル インコーポレーテッド
アメリカ合衆国、イリノイ州 60015、ディアフィール
ド、ワン バクスター パークウェイ (番地なし)

㉔ 代 理 人 井理士 松原 伸之 外2名

明 細 書

1. 発明の名称

多分節環状形成リング人工装置

2. 特許請求の範囲

1. 二つあるいはそれ以上の分節によって形成された本体を有し、前記本体は、心臓弁の環のまわりに適合する割合で実質的に円形状のリングを形成し、前記分節は、決まった位置関係で一緒に保持されている環状形成リング人工装置。
2. 前記個々の分節は、十分に堅固である請求項1記載の環状形成リング人工装置。
3. 前記本体は、三つの実質的に等しい大きさかつ形状の分節から形成される請求項1記載の環状形成リング人工装置。
4. 前記分節の少なくとも一つが、一緒に連接された複数の個々の小さな分節から形成される請求項1記載の環状形成リング人工装置。
5. 前記分節を二つ含む、前記分節の一つは、わずかに曲がった端部を有した実質的に直線状であり、前記第二の前記分節は、前記複数の個々の

の小さな一緒に連接した分節から形成される請求項4記載の環状形成リング人工装置。

6. 前記小さな分節は、索状組織で一緒に結ばれている請求項5記載の環状形成リング人工装置。
7. 前記小さな分節の各々は、前記索状組織を通して引込まれる少なくとも第一の穴が形成されている請求項6記載の環状形成リング人工装置。
8. 前記分節は、前記分節のまわりを柔軟性カバーで覆い、かつ前記分節の周の位置で前記分節のまわりでしっかりと締めることによって形成されている請求項1記載の環状形成リング人工装置。
9. 前記カバーは、前記隣接する分節の間の索状組織にしっかりと結ばれることによって、しっかりと締められている請求項8記載の環状形成リング人工装置。
10. 前記リング人工装置は、二つの分節を含む請求項9記載の環状形成リング人工装置。
11. 前記リング人工装置は、三つの分節を含む

請求項9記載の環状形成リング人工装置。

12. 前記分節の第一のものは実質的に直線状であり、前記分節の前記他の二つは曲がっている請求項11記載の環状形成リング人工装置。

13. 前記リング人工装置は、曲がった端部を有する第一の実質的に直線状の分節と、前記第一の分節の前記曲がった端部の間に位置されて一緒に連接された複数の分節を含み、前記分節が、各前記曲がった端部の間にあり、前記一緒に連接された分節の分節に隣接して位置されている請求項9記載の環状形成リング人工装置。

14. 前記第一の分節はチタニウムから形成され、前記一緒に連接された分節はプラスチック物質から形成されている請求項13記載の環状形成リング人工装置。

15. 前記カバー手段は、前記分節のまわりに覆われた組織であり、血液が通過できる部位を含む請求項8、9、10又は13記載の環状形成リング人工装置。

3. 発明の詳細な説明

症を防止することにおいて、尖頭の問題を無視しない。例えばある病気は、心臓弁の環の拡大をひきおこす。この拡大は、弁の中心から、一つあるいはそれ以上の弁の尖頭を転位する弁の形状あるいは形の歪みになる。弁の中心から外れる尖頭の転位は、心室の収縮のあいだにおける弁の閉鎖を、効果的でないものにする。これは、心室の収縮のあいだにおける、血液の逆流あるいは漏れとなる。リウマチ熱あるいは心臓組織の損傷による尖頭のような病気は、心臓弁膜の環の歪みあるいは拡大を、ひきおこし得る。他の病気あるいは奇形は、尖頭の歪みになるかもしれない。

覆われた弁を治療する一つの方法は、完全に外科的に弁の交換である。尖頭の一つが、激しく損傷されていたり、奇形であったりすると、この方法は特に適している。しかしながら、現在利用できる人工心臓弁は、自然の心臓弁ほど永続性がなく、もし患者の心臓弁が完全に覆われ得るならば、それは通常より好ましいもの

〔発明の背景〕

本発明は、奇形な心臓弁、特に拡大した心臓弁の外科的な矯正のために使用される、人間の自然な心臓のための支持具に関する。

一般に人間の心臓は、これらの弁の中でより重大な三尖弁を有する四つの弁を含んでいる。三尖弁は、右房室間の開口部に位置している。他の重要な弁は、左房室間の開口部に位置する僧帽弁である。これら二つの弁は、心室が収縮するとき、心室から心室内への血液の逆流を阻止しようとする。血液の逆流を阻止するについて、心室が収縮するので、両弁は相当な背圧に耐えることができる。弁の尖頭は、心室の収縮のあいだ尖頭を支持するための組織だが強力な繊維性の索状組織によって、心臓の筋肉の壁に固定されている。さらに心臓弁の形状は、心室の収縮のあいだ、血液の逆流を制御することを助けるように、尖頭が互いにつぶれることを確かにしている。

心臓弁に関する病気である自然の欠陥は、逆

である。

病気あるいは奇形の尖頭を有する弁を保持することは困難であるとはいえ、現在実行されている方法は、拡大した弁の環を外科的に矯正できるとことを提供する。人工心臓の有する永続性の要因の観点においては、完全な交換をおこなわないで弁を救うことは、望ましいことである。

拡大あるいは延長した弁の環の治療のための技術は、一般に環状形成（アニュロプラスティ：annuloplasty）として知られており、それは、弁の環の拡大を抑制するための外科的処置である。この処置において、人工装置が、拡大した弁の環を制限するために、弁の尖頭の基部に結合されている。人工装置は、弁の閉鎖のあいだ、弁の環の動きを制限する。環状形成において使用される人工装置は、弁の環の治療を促進するように、努めて適正に弁の環を支持するために、十分な剛性を提供するよう設計される一方で、弁の閉鎖のあいだにおける弁の環の

自然な動きにできるだけ近づけて動くようにするために、十分な柔軟性をもちた提供するようにされている。このことは、人工装置が弁の環の治癒の後でさえ、普通は保持されているから、特に重要である。

年がたつにつれて、異なったタイプの人工装置が、環状形成手術に使用するために開発されてきた。一般に人工装置は、尖頭に対する弁の環の基盤に適合する、環状あるいは部分的に環状の形状をした部材である。初めには、人工装置は、たわまない棒部材として設計された。初めの関心事は、弁の環の拡大を意図するように制限した人工装置を開発することであった。これらの環状人工装置は、金属あるいは他の堅固な物質から形成され、それは、弁の正常な開閉のあいだにあったとしてもわずかしき曲がらない。堅固な環状形成リング人工装置の例は、1972年4月18日にカーペンティアー (Carpentier) に発行された米国特許第3,658,185号、1979年8月14日にター

イ (Cooley) に発行された米国特許第4,154,046号に開示されている。

ある人工心臓弁はまた、密封した弁人工装置の剛性に類似の剛性を有するたわまない棒部材で開発された。このタイプの心臓弁の例は、1980年5月27日にベルハウス (Bellhouse) その他に発行された米国特許第4,204,283号、1981年12月22日にカスター (Kaster) に発行された米国特許第4,306,319号に開示されている。

上述したように、堅固な環状形成リング人工装置は、弁の拡大を適切に制限し、弁の環の治癒を促進する。しかしながらこの剛性は、弁の環の正常な柔軟性を妨げる。即ち、正常な心臓弁の環は、心臓周期のあいだ連続的に曲がり、そして堅固なリング人工装置は、この動きを妨げる。弁の環が治療された後でさえ、人工装置を保持することが標準であるから、人工装置の剛性は、弁の機能を永久的に損なうであろう。堅固なリング人工装置の有する他の不利は、弁

の環の正常な動きのあいだに、聖けてゆくくなるという割合の傾向である。

他の研究者は、堅固なリング人工装置の不利を克服するために、完全に柔軟な環状リング人工装置の使用を示唆した。このタイプの人工装置は、織物 (クロス: cloth) あるいは他の極めて柔軟な材料の棒部材で形成されている。出来上がった人工装置は、弁の開閉のあいだに、環の拡大に関して、あったとしてもわずかな抵抗しか提供しない。これらのタイプの環状形成リング人工装置は、増加された柔軟性を提供する一方で、そのような人工装置は、弁の環の拡大による弁の機能障害を矯正することができない。

完全に柔軟なリング人工装置の例は、1981年9月22日にマッサーナ (Massana) に発行された米国特許第4,290,151号に開示され、1978年11月の「胸部手術年報5 (5 Annals of Thoracic Surgery) (第5)」の458頁—463頁にあるカルロス・ディー・デラン (Carlos D. Duran) 及びホセ・ルイ

ス・エム・ウバゴ (Jose Luis M. Ubago) による「房室間の弁の再建のための、完全に柔軟な人工装置のリングの臨床及び血力学の成果 (Clinical and Hemodynamic Performance of a Totally Flexible Prosthetic Ring for Atrioventricular Valve Reconstruction)」の記事と、1981年の「心臓血管の手術 (Cardiovascular Surgery) 1980」の30頁—37頁にあるエム・フイグ・マッサーナ (M. Fug Massana) その他による「新しい調節リングにおける僧帽弁の環状形成の保存外科 (Conservative Surgery of the Mitral Valve Annuloplasty on a New Adjustable Ring)」の記事において検討されている。

なお他の研究者は、外科的な移植のあいだに、リング人工装置として弁の開閉のあいだにおいて、調節可能である環状形成リング人工装置を示唆した。このタイプの調節可能な人工装置は、たわまない、あるいは少なくとも部分的にたわまない棒部材と組合って、典型的には設計

されている。例えば、1984年12月25日にリード(Reed)に発行された米国特許番号第4,489,448号に告示されたリング人工器具は、二つの往復運動する部分として弁の弁部材を構成することによって、人工器具の両の自己調節を許容する。しかしながら出来上がった人工器具は、少なくとも一方に自己調節する一方で、個々の弁部材は堅固な金属から形成される。かくして人工器具は、上記で検討した堅固なリング人工器具と同じ不利をこうむる。

調節可能リング人工器具の他の例は、アーマディ(Ahmedi)その他に発行された米国特許第4,662,911号及び1977年8月23日にエンジェル(Angell)に発行された米国特許第4,042,979号に告示されており、リング周辺の調節機構を提供している。アーマディその他のものにおいては、リング人工器具は、機械的なスクリューアセンブリによって調節されるコイルバネの形状である。またこれらのリング人工器具は、上記で検討した

堅固なリング人工器具の不利をこうむる。

エンジェルの人工器具の有所するさらなる不利は、調節機構の設計に関する。エンジェルの人工器具は、堅固な部分的な環状部材を含んでいる。この部材の開放端は、引き紐を締めることによって絞めることが可能な間隙を形成する。引き紐を引いて締めれば締めれば、間隙はより狭くなる。弁の開閉のあいだにリング人工器具に加えられる圧力は、初めに引き紐に向けられる。かくして引き紐の欠陥は、人工器具の環が拡大することを許容し、弁が拡大することを許容することである。

かくして、弁の環の自然の柔軟性をより密接に反映し、その一方で、心臓周囲のあいだで、弁の拡大に抵抗するのに十分な程度の剛性を提供する環状部材を有する環状形成リング人工器具を設計することが有利であろう。

自然の心臓弁の弾性と、密接に似ている弾性を提供することを試みて設計された環状形成リング人工器具は、1977年11月1日にカー

ペンティア(Carpentier)に発行された米国特許第4,055,861号に告示されている。カーペンティアに告示された環状形成リング人工器具は、近んだ曲線を形成するように、その休止状態の面で内外全ての方向に、同じ程度でかつ同時に変形するように記載されている。好ましい支持具は、ポリ(エチレンテレフタレート)の円柱状の剛毛の2から8番の環状の互の弾性を有するように記載されている。支持具の記載において、個々の剛毛は、折り込まれているか、単に並んだ関係で配設されていてもよい。個々の剛毛の端部は、粘着性物質あるいは結晶で結合したり、くっつけたりすることによって一緒に接合されている。

カーペンティアの米国特許第4,055,861号の出来上がったリング人工器具は、単一の柔軟性の程度を有し、それは支持具を構成するのに使用された個々の剛毛の柔軟性に依存し、そして/またはこれらの個々の剛毛の数に依存する。かくしてこの装置は、堅固か完全に柔軟

かのどちらかであり、どちらの場合においてもそのようなリング人工器具は、そのようなタイプのリング人工器具に関連する不利を有しているであろう。

かくして上記で検討した不利をこうむることなしに、弁の環のより自然な柔軟性を与えるリング人工器具を提供することが望ましいであろう。

[発明の要約]

本発明は、関連する心臓弁の周囲のいろいろな点で、異なった柔軟性を与えるリング人工器具を提供することによって、上記で検討した不利を克服する。詳細には、本発明の環状形成リング人工器具は、二つあるいはそれ以上の分節によって形成された分節本体を含む。個々の分節は、実質的に円形であり、かつ関連する心臓弁の環について適合する割合に形成されている。個々の分節は、たわみ継手によって互いに関し、正しい位置に保持されている。このたわみ継手は、分節についてすべりばめする柔軟な物

質で分節を覆うことによって形成される。カバーは、互いに関する分節の動きをさらに抑制するために、隣接する分節の間に結索されている。一つの実施例において、分節は、柔軟な索状組織によって一緒に連結されている。カバーはまた、心臓弁について人工装置の結合のための位置を提供するため、結合リングとして機能する。
〔好ましい実施例の説明〕

本発明は、添付の図面を参照することによって、当業者により良く理解され、かつ有利性が明らかになると言ってもさしつかえなく、そこでは、同様な参照数字は、いくつかの図中の同様な要素に当てはまる。

本発明は、二尖弁あるいは三尖弁のどちらかの弁の実際の基部に適合するように形成されている環状形成リング人工装置を指向している。本発明のリング人工装置は、たわみ継手によって、互いに隣して適正な位置に保持される二つ、あるいはそれ以上の分節から形成されている。このたわみ継手は、この継手に沿って分節がわ

ずかに曲がって、隣接して位置することを許容する。リング人工装置が弁のあたりにも正しい位置に固定されているとき、個々の分節はたわみ継手によって、互いに実質的に独立して動く。異なる大きさの分節、及び異なる数の分節の適正な使用によって、人工装置は、それらの周囲に異なる程度の柔軟性を有するように設計され得る。さらに個々の分節を適正に位置することによって、柔軟性が、より大きい柔軟性の程度を必要とする弁の環のそのような範囲に、位置される。

例えば、尖瓣が重なる弁の範囲に隣接する区域においては、より大きい柔軟性を有するリング人工装置を提供することが有利であろうということが確定されている。二尖弁で使用するためのリング人工装置は、二つのたわみ継手によって、一緒に連結された少なくとも二つの部分を有して設計され得る。そのとき人工装置は、尖瓣が重なるところの弁の範囲に隣接して、各たわみ継手を正しく位置するために、弁の環の

まわりに適合される。同じ程度の柔軟性はまた、適正に一緒に適合されている少なくとも三つの分節の使用によって、三尖弁のために達成され得る。

一実施例によれば、リング人工装置は、リング人工装置の堅固な部分を形成している一般に堅固な分節を含む。リング人工装置の端部は、小さな分節から形成されている。これらの小さな分節は、柔軟な索状組織によって、一緒に連結されていて、分節の大きさの組合せで、リング人工装置のきわめて柔軟な部分を提供する。リング人工装置のこの部分は、僧帽弁の後部の尖瓣に隣接して位置するであろう。かくして、本発明のリング人工装置では、弁の環の望ましい位置に沿って柔軟性を提供するように設計されることが明らかである。

本発明は、第1図及び第2図を参照して、より詳細に説明されるであろう。本発明のリング人工装置の一実施例が、第1図及び第2図において、符号10で一般的に示されている。リン

グ人工装置10は、実施例におけるリングの主要部分は、十分に堅固な分節から形成され、リング人工装置の端部は、複数のより小さな分節から構成されているものである。

特に、リング人工装置10は、リング人工装置10の周囲の大部分を形成する、第一の十分に堅固な分節を含む。詳細には、分節12は、特定の心臓弁の環の堅固な部分に相対して適合する大きさとされた、実質的に円形形状に開口したリングである。特に、分節12は、特定の心臓弁の環の周囲の約1/2から約2/3の周りに適合するように形成されている。

十分に堅固であると称されている分節12によって、一般的に符号16及び符号18によって示される分節12の端部は、力を加えることによって、互いの方向にせらされてよいことが示されている。曲げの量は、分節が形成されている物質及び分節の大きさに依存している。柔軟性は、端部16及び18に対して力を加えることによって決定されるので、リング人工装置

の分節12のためのバネ率を計算したり、あるいは直接に測定したりすることによって測定され得る。柔軟性がより低くなれば、分節12の柔軟性はより大きくなる。

バネ率は、有限要素分析 (Finite Element Analysis) として知られている概念によって、計算され得る。この概念は、分節12が形成されている物質と、また分節12の寸法を知ることによってバネ率を計算する。この概念のより詳細な検討のために、1981年、ジョン・ウイレイ・アンド・サンズ (John Wiley & Sons) 社発行のウイコンシン・マディソン大学機械工学部 (Department of Engineering Mechanics, University of Wisconsin-Madison) のロバート・ディー・クック (Robert D. Cook) による「有限要素分析の概念及び応用 (Concept and Applications of Finite Element Analysis)」第二版を参照せよ。分節12が小さくなればなるほど、かくして人工器具が小さくなり、リング人工器具にとって柔軟性の程度は大きくな

る。例えば、25ミリメートルのリング人工器具は、1ミリメートルあたり310グラムのリングバネ率を有するであろうが、その一方で、38ミリメートルのリング人工器具は、1ミリメートルあたり452グラムのリングバネ率を有するであろう。

第1図に示されるように、一般的に三日月形状を有する分節12は、第一の実質的に直線状の部分14と、二つの曲がった端部16及び18とを有している。直線状部分14は通常は、一般的に第1図の符号30で見せかけ上で示されている関連される二尖頭的心臓弁の前面の尖頭の基部に沿うか、あるいは、図示しない三尖頭心臓弁の中央の尖頭の基部に沿って適合する寸法とされている。端部16及び18は、心臓弁の環のまわりに適合するように曲げられている。

分節12は好ましくは、端部16及び18の方向に先細にされている。この先細にすることは、分節12の全体の柔軟性を増加し、あるい

はより正確には、より低いバネ率を提供する。

リング人工器具10はさらに、複数の個々の分節から形成された多分節部分を含み、個々の分節のうちの二つは、一般的に符号24及び26で示されている。これらの分節24及び26は、分節12の端部のあいだに、端と端とをつなぐ関係で配設されている。これらの分節24及び26は、少なくとも一本の糸28によって、一緒に連結されている。より完全にここで検討されるように、この糸28は、分節24及び26のどちらかの穴に逐正に位置されるように、選択的に通されており、これらの分節の最後の二つで結索されている。

個々の分節24及び26は、一般的に円柱状の形状である一方で、補充的な形状をした端部を有して、分節24及び26の端部が隣接して形成されることが好ましい。このことは、少しは柔軟性を許容する一方で、そのような分節間のすべりばめを提供する。例えば、第1図及び第2図に示されるように、分節24は、球状

断面図所で形成され、それらのうちの一つは符号20で示され、その中に、それらのうちの一つが符号22で示された、隣接する分節26の補充的に形成された球状端部を適合する。端と端とをつなぐ関係であり、かつ糸28によって一緒に連結された個々の分節24及び26の配設は、分節12の端部16及び18の間に適合する多分節部位32を形成する。多分節部位32は、個々の分節24及び26の取寸法によって制御された、部位32の全体の柔軟性を有し、個々の分節24及び26の接合部で、一般的に柔軟である。

分節24及び26を一緒に結ぶことは、この多分節部位32の本来の姿を維持する。個々の分節24及び26を一緒に結ぶことを実施するために、各分節は、一般的に個々の分節の中間点に位置する、単一の穴40が形成されている。糸28は、隣接して位置する分節の穴40に、逐次的に通される。それから糸28は、端の分節の一方で結索され、それらのうちの一つが、

第2図の分節26として示されている。

選択的に、図示しない単一の糸が、分節24及び25の隣接するものを、一緒に結ぶために使用されてよい。類似のタイプの多分節部位を形成するためのいかなる他の手段もが、本発明の目的のために適している。

上記したように、本発明のリング人工器具は、個々の分節の間の滑部をさらに含む。図示された実施例において、多分節部位32は、この部位32と分節12との間の形成された滑部を有した、単一の分節として機能する。滑部は、部位32と分節12の隣接する端部の間で、一緒にはさまれているカバーを有して、分節12と部位32のまわりに実質的にきつく覆われている布カバー(cloth covering)34によって形成されている。図示されているように、カバーは、これらの配置でカバー34のまわりで糸を緊密に結ぶことによって、一緒にはさまれていて、そのように結ばれた糸が符号36及び38で示される。カバー34は、分節12の端部の間の

部位32の位置を保持するばかりでなく、糸の端のまわりにリング人工器具を適合するための位置をもまた提供する。

部位32と分節12の端部との間に形成されたたわみ継手は、少しは柔軟性を与える。さらに、複数の個々の分節24及び25からの部位32の構成は、この位置におけるリング人工器具の柔軟性を高める。分節12及び個々の分節24及び25の適正な寸法によって、人工器具12の全体の柔軟性及び剛性が操作される。

分節12、24及び25は、いかなる適して、かつ生物学的に拒絶反応をおこさない物質から形成される。優先的に、分節12は、チタニウムから形成される一方で、個々の分節24及び25は、プラスチック物質、好ましくは高強度ポリウレタン樹脂を有した、例えばデルリン(Delrin)のような放熱性不透過性のプラスチックから形成される。

さて第3図を参照すると、本発明の他の実施例によるリング人工器具が、一般的に符号50

で示されている。リング人工器具50は、三つの分節52、54及び56を含む。分節56は、図示する心臓弁の葉の周囲の約1/3から約1/2までのまわりで適合する寸法であり、実質的に直線状の部材である。二つの分節52及び54は、実質的に等しい長さの曲がった部材であって、分節56の端部の間に位置されている。これら三つの分節52、54及び56は、上記で検討した実施例に類似する方法で分節52、54及び56のまわりをきつく覆った布カバー62によって、互いに関連して正しい位置に保持されている。さらに、結び目64、66及び68は、隣接して位置した分節52、54及び56の間のそれぞれの位置で、布カバー62のまわりをきつく引っ張っている。このことは、分節52、54及び56の間に三つの滑部を形成する。

図示された三つの滑部を有するリング人工器具50は、三尖瓣心臓弁について配置するのに、特に有用である。より大きくかつ実質的に直線

状の分節56が、心臓弁の中央の尖頭に隣接して位置される一方で、残りのより小さいが等しい大きさの分節52及び54は、心臓弁の前部及び後部の尖頭に隣接して、通常は配設される。

さらに図示しない本発明の他の実施例によれば、リング人工器具は、二つの、実質的に等しい分節から形成される。この実施例は、二尖瓣心臓弁に特に有用であり、リングを心臓弁の基部のまわりに配設して、前部及び後部の尖頭に隣接して各分節を位置させている。

好ましく実施例が説明されたけれども、様々な変形と代替が、本発明の範囲を逸脱することなくそれについてなされてよい。従って本発明は、図面を用いて説明されたが、限定するものではないことが理解されるべきである。

4. 図面の簡単な説明

第1図は、個々の分節を露出するために、部分図に取り除かれて覆われている輪物を有する環状形成リング人工器具の一実施例の平面図である。

第2図は、第1図のリング人工器具のいくつかの分節が露出している部位の部分の拡大図であり、たわみ籠手と、そのような分節が索状組織を利用して一端に連接されている方法を示している。

第3図は、個々の分節とたわみ籠手を露出するために、部分的に取り除かれて覆われている組織を有する環状形成リング人工器具の他の実施例の平面図である。

64, 66, 68…結び目

特許出願人

バクスター インターナショナル インコーポレーテッド

代理人	弁理士	松	原	神	之
同	同	村	木	橋	司
同	同	上	島	澤	一

符号の説明

- | | |
|---------------|-----------|
| 10…リング人工器具 | 12…分節 |
| 14…直線状の部分 | 16, 18…端部 |
| 20…球状凹面凹所 | 22…球状隆部 |
| 24, 26…分節 | 28…糸 |
| 32…多分節部位 | 34…布カバー |
| 36, 38…糸 | 40…穴 |
| 50…リング人工器具 | |
| 62, 64, 66…分節 | 68…布カバー |

